



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 30 JAN. 2001

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04
Télécopie : 01 42 93 59 30
<http://www.inpi.fr>



0015691

BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

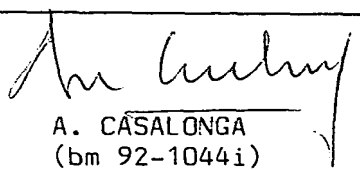
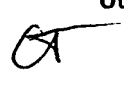
Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 26CS99

REMISE DES PIÈCES DATE LIEU N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI 0 4 DEC. 2000		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE 8, Avenue Percier 75008 PARIS	
Vos références pour ce dossier (facultatif) B 99/2540 FR AK/GK			
Confirmation d'un dépôt par télécopie <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
<i>Demande de brevet initiale</i> <i>ou demande de certificat d'utilité initiale</i>		N°	Date / /
		N°	Date / /
Transformation d'une demande de brevet européen <i>Demande de brevet initiale</i>		<input type="checkbox"/>	N°
		N°	Date / /
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Procédé et système pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin, en particulier une sténose, à l'aide d'une prothèse endovasculaire.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation Date / / N° Pays ou organisation Date / / N° Pays ou organisation Date / / N° <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suit »	
5 DEMANDEUR		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		GE Medical Systems Global Technology Company, LLC	
Prénoms			
Forme juridique			
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Adresse	Rue	3000 North Grandview Boulevard	
	Code postal et ville	53188	WAUKESHA, WI
Pays		Etats-Unis d'Amérique	
Nationalité		Américaine	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

**BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ**

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 2/2

REMISE DES PIÈCES DATE 4 DEC 2000 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0015691 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	CB 540 W / 190500
Vos références pour ce dossier : <i>(facultatif)</i>		B 99/2540 FR	
6 MANDATAIRE Nom Prénom Cabinet ou Société N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel Adresse Rue Code postal et ville N° de téléphone <i>(facultatif)</i> N° de télécopie <i>(facultatif)</i> Adresse électronique <i>(facultatif)</i>		BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE 8, Avenue Percier 75008 PARIS	
7 INVENTEUR (S)			
Les inventeurs sont les demandeurs		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée	
8 RAPPORT DE RECHERCHE		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformati n)	
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Paiement échelonné de la redevance		Paiement en deux versements, uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention <i>(joindre un avis de non-imposition)</i> <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt <i>(joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence)</i>	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI	
 A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle		 C. TRAN	

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

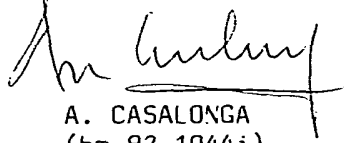
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .../...

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260599

Vos références pour ce dossier (facultatif)		B 99/2540 FR	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		6045691	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
Procédé et système pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin, en particulier une sténose, à l'aide d'une prothèse endovasculaire.			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
Société dite : GE Medical Systems Global Technology Company, LLC			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		SUREDA	
Prénoms		Francisco	
Adresse	Rue	14, rue du Général de Gaulle	
	Code postal et ville	92290	Chatenay Malabry
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		BOUTENKO	
Prénoms		Vladislav	
Adresse	Rue	75, bd. Malesherbes	
	Code postal et ville	75008	Paris
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		MAURINCOMME	
Prénoms		Eric	
Adresse	Rue	2, allée des berges de l'Yvette	
	Code postal et ville	78460	Chevreuse
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Paris, le 4 Décembre 2000.  A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle	



Procédé et système pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin, en particulier une sténose, à l'aide d'une prothèse endovasculaire.

La présente invention concerne un procédé pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin, en particulier une sténose, à l'aide d'un implant endovasculaire.

5 Une sténose est un rétrécissement d'un conduit tel qu'une artère d'un patient. Une telle lésion peut provoquer des dysfonctionnements cardiaques. Le traitement de la sténose peut être effectué par une opération chirurgicale de dérivation (pontage) dans laquelle on place un conduit qui court-circuite la sténose. Mais l'opération de dérivation est très délicate.

10 Une autre solution consiste à intervenir sur la sténose par la technique de l'implant endovasculaire. L'implant ou prothèse endovasculaire est un cylindre en forme de maillage métallique qui se présente à l'origine sous forme contracté. L'intervention consiste à introduire ledit implant endovasculaire dans l'artère et à le placer au
15 niveau de la sténose. A l'aide d'un ballonnet placé au préalable dans l'implant endovasculaire contracté, on écarte l'implant endovasculaire en gonflant le ballonnet. Toutefois, le technique de l'implant fait intervenir un ensemble de paramètres à prendre en compte tels que le matériau, le type de maillage et la taille de l'implant à utiliser, la
20 technique de déploiement ou technique de gonflage (vitesse de gonflage du ballonnet, la pression de gonflage), le recul élastique de l'implant... Ces paramètres doivent être maîtrisés de façon à éviter des problèmes de sous ou sur-expansion de l'implant, de déchirure, de décalage entre diamètre interne de l'artère et diamètre de l'implant.
25 Une non-maîtrise des paramètres peut conduire à une mauvaise

couverture de la sténose.

Lorsque l'implant endovasculaire est placé, on dégonfle puis retire le ballonnet, on injecte un produit opaque de fort contraste dans les artères du patient de façon à réaliser des images angiographiques et visualiser le résultat de l'opération. Si la sténose n'est pas
5 suffisamment élargie, on ré-introduit le ballonnet pour gonfler à nouveau. On peut être amené à introduire un deuxième implant lorsque le premier implant ne couvre pas complètement la sténose. Ces opérations de correction sont très délicates à réaliser et l'intervention
10 de sténose est difficilement réversible.

L'invention a pour objet d'éviter les opérations de correction en prévoyant le résultat d'une opération de prothèse endovasculaire.

Un autre objet de l'invention est de fournir aux opérateurs un outil d'aide à la décision leur permettant de choisir la prothèse à
15 utiliser et la technique de déploiement (ou de gonflage) à mettre en oeuvre pour une opération efficace synonyme de gain de temps.

L'invention propose donc un procédé pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin à l'aide d'une prothèse endovasculaire. Selon l'invention, on visualise une
20 image simulée tridimensionnelle montrant le résultat de l'interaction entre la lésion et la prothèse endovasculaire après déploiement de ce dernier. Ladite image simulée est obtenue par superposition de deux images tridimensionnelles. En d'autres termes, on simule l'intervention afin de visualiser le résultat.

D'une façon avantageuse, les deux images tridimensionnelles peuvent comprendre une première image simulée tridimensionnelle montrant la prothèse endovasculaire déployé en tenant compte de la
25 résistance de la lésion et une deuxième image simulée tridimensionnelle montrant la lésion élargie suite au déploiement de ladite prothèse endovasculaire.
30

Selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, la première image simulée tridimensionnelle montrant la prothèse endovasculaire déployée est obtenue à partir d'un modèle de la prothèse

Plus précisément, le modèle de la prothèse peut être obtenu à
35 partir des caractéristiques mécaniques de la prothèse ou à partir de

caractéristiques de la prothèse et d'une image tridimensionnelle de la prothèse contractée.

5 Selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, la deuxième image simulée tridimensionnelle montrant la lésion élargie est obtenue à partir d'un modèle de la lésion.

10 Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, le modèle de la lésion est obtenu à partir de la composition et des propriétés biomécaniques des vaisseaux sanguins et des plaques d'athérome environnantes, et d'une image tridimensionnelle de la lésion.

15 Selon un mode de réalisation préféré, pour des paramètres particuliers concernant la technique de déploiement, la lésion et la prothèse vasculaire, les propriétés biomécaniques de la lésion sont prises en compte pour exécuter le modèle de la prothèse afin d'obtenir une image tridimensionnelle de la prothèse déployée, puis pour exécuter le modèle de la lésion pour obtenir une image tridimensionnelle de la lésion élargie.

20 Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, le modèle de la prothèse est établi en fonction de forces radiales de pression et de résistance sur les mailles de la prothèse.

25 Selon une autre caractéristique avantageuse de l'invention, le modèle de la lésion est établi par exemple au moyen de la technique des éléments finis. La technique des éléments finis est mise en oeuvre en fonction de forces radiales de pression appliquées sur les parois internes des vaisseaux sanguins.

30 A titre d'exemple, lors d'un déploiement effectif de la prothèse dans la lésion, on prend en compte l'état instantané de la prothèse endovasculaire et de la forme de la lésion de façon à simuler et visualiser en trois dimensions un état futur de la prothèse endovasculaire et de la lésion en fonction d'actions possibles indiquées par un opérateur.

35 L'invention prévoit également un système pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin à l'aide d'une prothèse endovasculaire. Selon l'invention, le système comprend un ordinateur muni de moyens de stockage de données, de calcul et

d'affichage pour visualiser une image simulée tridimensionnelle montrant le résultat de l'interaction entre la lésion et la prothèse endovasculaire après déploiement de cette dernière. L'image simulée tridimensionnelle peut être obtenue par superposition de deux images tridimensionnelles. Eventuellement, l'ordinateur est relié à un système de prises de vues.

L'invention a également pour objet un moyen de stockage de données informatiques comprenant un programme informatique, lequel programme permet à un ordinateur d'exécuter :

- la procédure de synthèse du modèle d'une prothèse endovasculaire et du modèle d'une lésion d'un vaisseau sanguin pour simuler l'interaction entre ladite lésion et ladite prothèse endovasculaire après déploiement de cette dernière, et
- la procédure d'affichage sur un écran d'une image simulée tridimensionnelle montrant le résultat de ladite interaction.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de mise en oeuvre nullement limitatif, et des dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 est une vue d'une artère comprenant une sténose dans laquelle est placée une prothèse endovasculaire contractée,
- la figure 2 est une vue de l'artère de la figure 1 pour laquelle la prothèse endovasculaire est déployée de façon à élargir la sténose,
- la figure 3 est un organigramme des différentes étapes d'un procédé de simulation selon l'invention.

Les figures 1 et 2 illustrent d'une façon générale les étapes d'opération d'une sténose à l'aide d'une prothèse endovasculaire. L'artère 1 est un conduit qui comporte un rétrécissement 5 ou une sténose, pouvant empêcher la circulation de sang. Des plaques d'athérome 4, riches en cholestérol se sont déposées sur la paroi interne de l'artère 1 au niveau de la sténose. Dans la suite du texte, on désignera par lésion, l'ensemble constitué par les plaques d'athérome 4 et la sténose 5. Pour rétablir une artère ayant un diamètre interne constant, on va réaliser un élargissement de la lésion 4, 5 à l'aide d'une prothèse endovasculaire 2. La prothèse endovasculaire 2 est un

cylindre déployable constitué d'un grillage (maillage) métallique. La prothèse endovasculaire 2, dans son état contracté, est d'abord placée au niveau de la lésion 4, 5. Un ballonnet dégonflé est disposé à l'intérieur de ladite prothèse endovasculaire 2. A l'aide de moyens bien connus de l'homme du métier, on gonfle le ballonnet 3 qui écarte les mailles de la prothèse endovasculaire 2.

Sur la figure 2, on voit la prothèse endovasculaire 2 déployée à l'aide du ballonnet 3. Les plaques d'athérome sont repoussées vers l'extérieur de façon à obtenir une artère comportant un diamètre constant. La sténose est éliminée. L'étape suivante consiste à dégonfler le ballonnet et le retirer de l'implant endovasculaire qui grâce à ses caractéristiques mécaniques reste déployé en maintenant la lésion 4, 5 élargie. Cependant pour éviter des problèmes de re-sténose, de sur ou sous déploiement de l'implant, d'implant trop court ou trop long, d'implant à caractéristiques mécaniques non adaptées..., le procédé selon l'invention prévoit la simulation des étapes décrites ci-dessus.

L'organigramme de la figure 3 illustre les étapes du procédé selon l'invention. On détermine une image tridimensionnelle 6 de la prothèse endovasculaire 2 dans sa forme contractée. Les caractéristiques mécaniques 7 de la prothèse endovasculaire 2 sont données par le fabricant de ladite prothèse endovasculaire 2. Les caractéristiques mécaniques 7 concernent le type de matériau, la forme des mailles, la surface de couverture, la taille, les courbes donnant le diamètre en fonction de la pression, et le recul élastique. Le recul élastique est une légère contraction de la prothèse endovasculaire après retrait du ballonnet.

On réalise ensuite une mise en équation 8 pour établir un modèle paramétrique 9 de la prothèse. Ce modèle paramétrique décrit le comportement dynamique de la prothèse lors d'un déploiement en fonction des forces radiales de pression et de résistance exercées sur les mailles, et permet d'obtenir une image tridimensionnelle de la prothèse déployée pour une technique de déploiement donnée, c'est-à-dire vitesse et pression de gonflage du ballonnet.

Il est également possible de considérer plusieurs prothèses

avec une image tridimensionnelle 6 et des caractéristiques mécaniques 7 spécifiques de façon à établir un modèle paramétrique 9 dans lequel il est possible de choisir le type de la prothèse à utiliser. Un opérateur peut donc introduire différents paramètres dans le modèle paramétrique 9 tels que la technique de déploiement et le type de la prothèse. Le modèle paramétrique 9 nécessite également d'autres paramètres venant d'un modèle paramétrique 14 de la lésion de façon à prendre en compte les forces résistantes au déploiement de ladite prothèse.

10 Le modèle paramétrique 14 de la lésion est obtenu par un même procédé que l'obtention du modèle paramétrique de la prothèse. On acquiert une image tridimensionnelle 11 par reconstruction tridimensionnelle à partir des images angiographiques bidimensionnelles de la lésion. On peut en outre utiliser une imagerie
15 complémentaire, telle que l'échographie ou l'IRM intravasculaire ou d'autres techniques d'imagerie endovasculaire ou non (IRM, etc...) afin de déterminer la composition de la lésion : composition de l'artère, composition des plaques d'athérome et composition d'éléments entourant l'artère au niveau de la sténose.

20 Les propriétés biomécaniques 12 de la lésion concernent en particulier l'artère et les plaques d'athérome. On distingue dans les propriétés biomécaniques le type de membrane de l'artère, le diamètre de l'artère, la forme des plaques d'athérome, la gravité de la sténose et la composition des plaques d'athérome que l'on peut déterminer par
25 échographie intravasculaire ou d'autres techniques d'imagerie endovasculaire ou non (IRM, etc...). La mise en équation de l'image tridimensionnelle 11 de la lésion et des propriétés biomécaniques 12 de la lésion permet d'établir un modèle paramétrique 14 de la lésion décrivant le comportement de la lésion lorsque des forces radiales de
30 pression sont appliquées sur les parois internes de l'artère. Le comportement peut être mis en oeuvre par exemple à l'aide d'algorithmes des éléments finis, voir l'article "Echographie endocoronaire et angioplastie" (G. Finet), publié dans ARCHIVES DES MALADIES DU COEUR ET DES VAISSEAUX, tome 92, N°11,
35 novembre 1999. Le modèle paramétrique 14 de la lésion permet de

déterminer une image tridimensionnelle résultante de l'exécution dudit modèle paramétrique 14 pour des paramètres d'entrée tels que des forces radiales de pression.

5 Ainsi pour une lésion donnée on détermine un modèle paramétrique 14; pour une prothèse donnée on détermine un modèle paramétrique 9; et une technique donnée (pression, vitesse de gonflage) est défini par des paramètres opérateurs 10 qui sont des valeurs de pression et de vitesse de gonflage. A l'étape 15 on exécute les deux modèles paramétriques 9 et 14. Les paramètres opérateurs 10
10 sont introduits dans le modèle paramétrique 9 pour déterminer les forces radiales de pression exercées par l'implant sur les parois internes de l'artère. Et pour déterminer l'état final de la prothèse déployée, il est nécessaire de prendre en compte les forces résistantes dues aux plaques d'athérome. Les forces radiales de pression, obtenues
15 à partir des paramètres opérateur, sont introduites dans le modèle paramétrique 14 pour déterminer les forces résistantes.

Les forces résistantes sont ensuite utilisées par le modèle paramétrique 9 de la prothèse pour déterminer une image tridimensionnelle 17 de la prothèse déployée.

20 Après exécution des modèles paramétriques 9 et 14 à l'étape 15, on connaît les forces radiales de pression, les forces radiales de résistance et l'état final de la prothèse déployée. On peut alors effectuer une mise en forme 16 qui consiste à exécuter le modèle paramétrique 14, paramétré à l'aide desdites forces radiales de
25 pression, forces radiales de résistance et état final de la prothèse déployée, pour déterminer l'image tridimensionnelle 18 de la lésion élargie.

On superpose à l'étape 19 les deux images tridimensionnelles 18 et 17 qui sont établies à une même échelle de façon à obtenir une
30 image tridimensionnelle 20 comprenant la prothèse déployée et la lésion élargie. On peut alors juger de l'efficacité de la technique de gonflage (vitesse et pression de gonflage) employée et de la prothèse choisie. Lorsque le résultat obtenu n'est pas satisfaisant, il suffit alors d'appliquer à nouveau le procédé selon l'invention en modifiant les
35 paramètres d'entrée tels que la technique de gonflage et le type de

prothèse.

En outre, il est également possible au cours d'une intervention, pour s'assurer du résultat de l'intervention, de déterminer l'état actuel des paramètres nécessaires à l'exécution du procédé selon
5 l'invention, d'exécuter ledit procédé et de visualiser l'état final simulé de l'intervention.

D'une façon pratique, le procédé selon l'invention est géré à l'aide d'un logiciel mémorisé dans un ordinateur comportant tous les moyens nécessaires à l'exécution d'un programme informatique, au
10 stockage de données et à la communication avec des éléments périphériques. L'ordinateur est relié à des systèmes d'acquisition d'images et est apte à exécuter des algorithmes de reconstruction d'image tridimensionnelle.

L'invention ainsi décrite est donc une simulation d'une
15 intervention permettant la sélection de la prothèse adéquate, ce qui réduit le temps et le coût d'intervention. Le fait de réaliser plusieurs simulations avec des techniques différentes améliore la sûreté de l'intervention.

REVENDICATIONS

1. Procédé pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin à l'aide d'une prothèse endovasculaire caractérisé par le fait qu'on visualise une image simulée tridimensionnelle montrant le résultat de l'interaction entre la lésion et la prothèse endovasculaire après déploiement de cette dernière, obtenue par superposition de deux images tridimensionnelles.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait que les deux images tridimensionnelles comprennent une première image simulée tridimensionnelle montrant la prothèse endovasculaire déployée en tenant compte de la résistance de la lésion et une deuxième image simulée tridimensionnelle montrant la lésion élargie suite au déploiement de ladite prothèse endovasculaire.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé par le fait que la première image simulée tridimensionnelle montrant la prothèse endovasculaire déployée est obtenue à partir d'un modèle de l'implant.

4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé par le fait que le modèle de l'implant est obtenu à partir des caractéristiques mécaniques de la prothèse ou à partir de caractéristiques de la prothèse et d'une image tridimensionnelle de la prothèse contractée.

5. Procédé selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisé par le fait que la deuxième image simulée tridimensionnelle montrant la lésion élargie est obtenue à partir d'un modèle de la lésion.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé par le fait que le modèle de la lésion est obtenu à partir de la composition et des propriétés biomécaniques des vaisseaux sanguins et des plaques d'athérome environnantes, et d'une image tridimensionnelle de la lésion.

7. Procédé selon les revendications 3 à 6, caractérisé par le fait que, pour des paramètres particuliers concernant la technique de déploiement, la lésion et la prothèse endovasculaire, les propriétés biomécaniques de la lésion sont prises en compte pour exécuter le modèle de la prothèse afin d'obtenir une image tridimensionnelle de la prothèse déployée, puis pour exécuter le modèle de la lésion pour

obtenir une image tridimensionnelle de la lésion élargie.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 7, caractérisé par le fait que le modèle de la prothèse est établi en fonction de forces radiales de pression et de résistance sur les mailles de la prothèse.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications 5 à 8, caractérisé par le fait que le modèle de la lésion est établi au moyen de la technique des éléments finis.

10. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que lors d'un déploiement effectif de la prothèse dans la lésion, on prend en compte l'état instantané de la prothèse vasculaire et de la forme de la lésion de façon à simuler et visualiser en trois dimensions un état futur de la prothèse endovasculaire et de la lésion en fonction d'actions possibles indiquées par un opérateur.

15 11. Système pour simuler l'élargissement de diamètre d'une lésion d'un vaisseau sanguin à l'aide d'une prothèse endovasculaire caractérisé par le fait qu'il comprend un ordinateur muni de moyens de stockage de données, de calcul et d'affichage pour visualiser une image simulée tridimensionnelle montrant le résultat de l'interaction entre la lésion et la prothèse endovasculaire après déploiement de cette dernière, ladite image simulée tridimensionnelle étant obtenue par superposition de deux images tridimensionnelles, et ledit ordinateur étant éventuellement relié à un système de prises de vues.

25 12. Un moyen de stockage de données informatiques comprenant un programme informatique, lequel programme permet à un ordinateur d'exécuter :

- la procédure de synthèse du modèle d'une prothèse endovasculaire et du modèle d'une lésion d'un vaisseau sanguin pour simuler l'interaction entre ladite lésion et ladite prothèse endovasculaire après déploiement de cette dernière, et

- la procédure d'affichage sur un écran d'une image simulée tridimensionnelle montrant le résultat de ladite interaction.

1/2

FIG.1

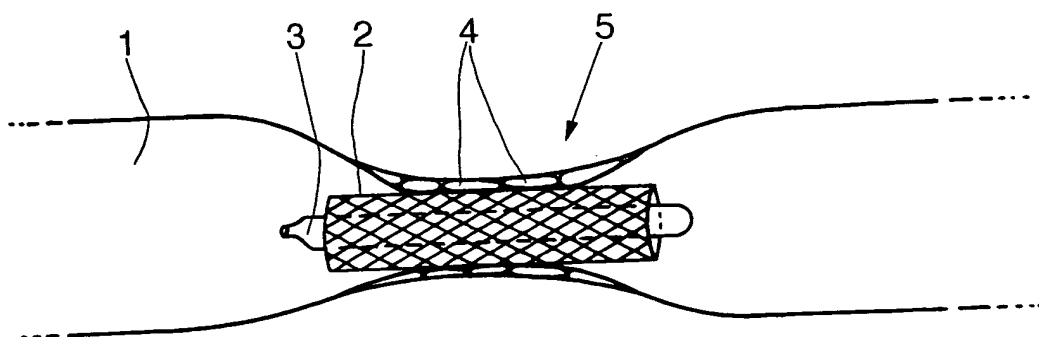


FIG.2

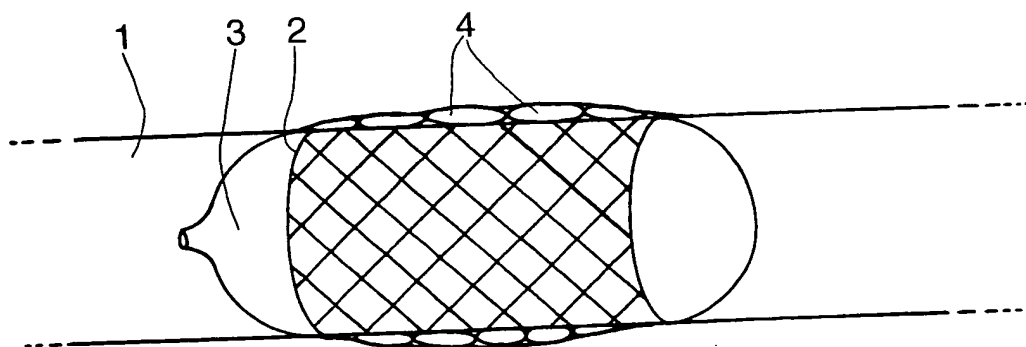
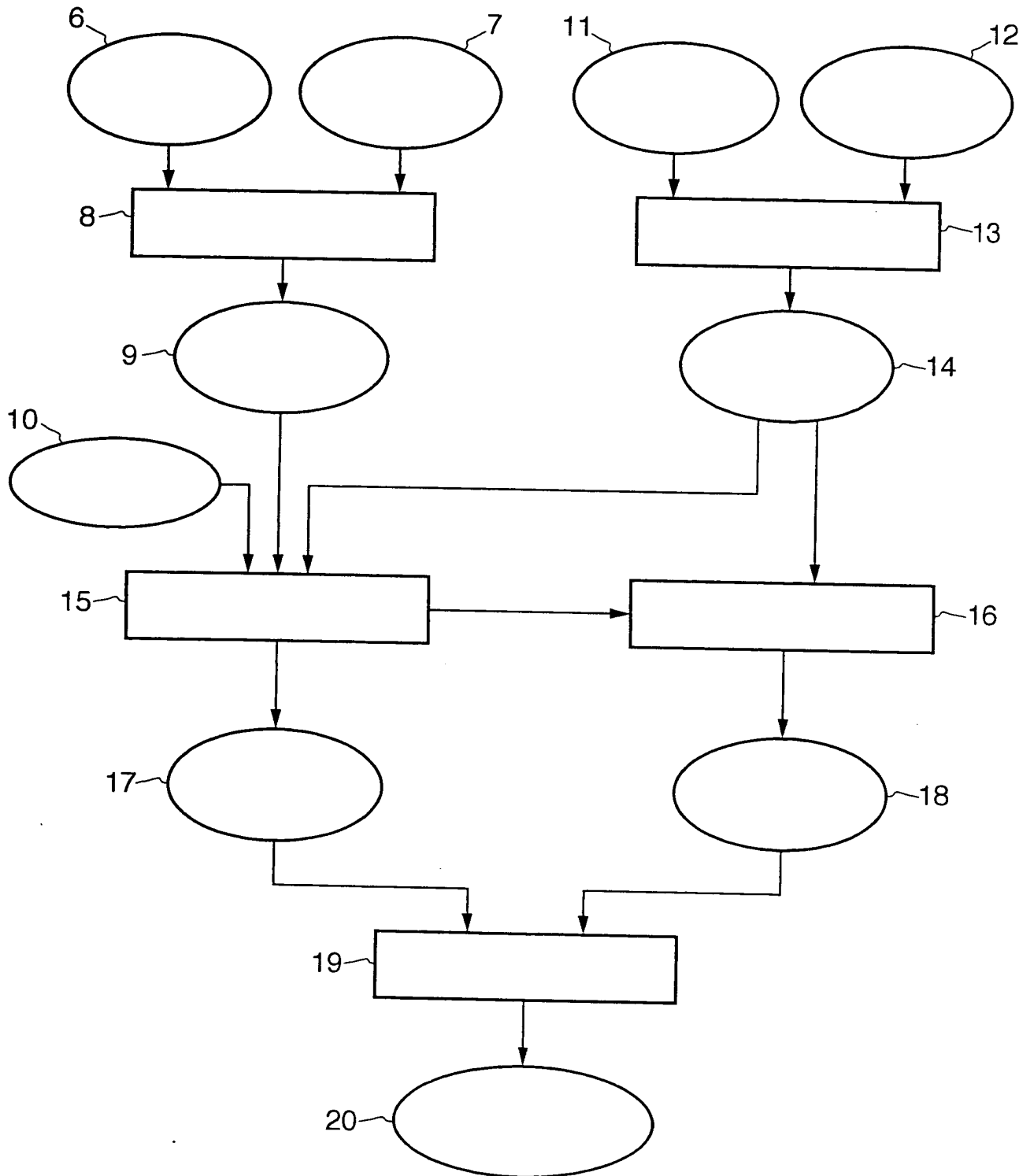


FIG.3



Jay L. Chaskin
International Patent Operation
General Electric Company
3135 Easton Turnpike (W3C)
Fairfield, CT, 06431
Docket No. **14x200088**
Serial No.